



GER 2

①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 197 04 602 A 1**

⑤ Int. Cl.⁶:
G 01 B 9/02
G 01 J 9/02
A 61 B 3/107

⑳ Aktenzeichen: 197 04 602.9
㉔ Anmeldetag: 7. 2. 97
㉕ Offenlegungstag: 13. 8. 98

*And in 150 102
about (dot 3))*

DE 197 04 602 A 1

⑦1 Anmelder:
Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

⑦2 Erfinder:
Möller, Beate, Dipl.-Phys., 07751 Großpörschütz,
DE; Rudolph, Günter, Dipl.-Ing., 07743 Jena, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤4 Interferometrische Anordnung zur Abtastung eines Objektes

DE 197 04 602 A 1

2

Beschreibung

Aus US 5321501 ist ein Verfahren und ein Gerät bekannt, das eine scannende Abtastung eines Objektes, vorzugsweise eines Auges, mittels einer kurzkohärenten Lichtquelle sowie einem interferometrischen Strahlengang mit einem verstellbaren Reflektor in einem Referenzstrahlengang realisiert. Es wird die Erfassung von Interferenzen zwischen Strahlungsanteilen, die an unterschiedlich tief liegenden Schichten reflektiert oder gestreut werden und im Referenzstrahlengang reflektiertem Licht ermöglicht.

Bei unvermeidbaren, da unwillkürlichen Augenbewegungen des Probanden besteht, insbesondere bei axialen Bewegungen des Auges relativ zum Instrument, das Problem, daß Auflösungsverluste auftreten, weil einzelne Scanbilder ihre Lage verändern und erst durch Korrelationsrechnungen einander wieder zugeordnet werden können.

Ein scannendes Laser-Interferometer zur Fundus-Profilmessung wurde weiterhin von Drexler, Hitzengerger, Fercher, Sattmann in "Conference on Holography and Interferometry in Biomedical Science", Budapest 1993, S. 1-9 beschrieben. Da diese Anordnung die Interferenzen zwischen am Fundus und an der Cornea reflektiertem Licht nutzt, sind zwar axiale Augenbewegungen kompensiert, aber durch die unterschiedlichen Divergenzen der reflektierten Strahlung besteht das Problem eines schlechten Signal-Rauschverhältnisses.

Anordnungen zur intraokularen Distanzmessung werden weiterhin auch in DE 32 01 801, US 5347327, US 5347328, DE 196 24 167 A1 beschrieben.

In DE 44 46 183 A1 der Anmelderin ist zur intraokularen Distanzmessung mindestens ein diffraktiv-optisches Element (DOE) zur Aufteilung des Beleuchtungsstrahlenganges in Teilstrahlengänge für verschiedene Grenzflächen des Auges vorgesehen, das nach Art einer Phasenfresnellinse ausgebildet ist. Die Herstellung derartiger Mikro-Fresnellinsen ist beispielsweise in APPLIED OPTICS, Vol. 28, No. 4, 15.02.1989, S. 682-686 sowie Vol. 29, No. 34, 01.12.1990, S. 5120-5126 beschrieben.

Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, die Gewinnung von Tiefenschnittbildern mit hoher Empfindlichkeit unabhängig von der Augenbewegung des Probanden zu realisieren.

Die Aufgabe wird durch eine Anordnung gemäß Anspruch 1 gelöst.

Bevorzugte Weiterbildungen sind Gegenstand der abhängigen Ansprüche.

Fig. 1 zeigt eine bekannte Anordnung zur intraokularen Distanzmessung, bestehend aus einem Strahlteiler **1** mit einem Tripelprisma **2** sowie einem motorisch verschiebbaren Tripelprisma **3**, der eine Interferometeranordnung bildet, in die über einen weiteren Strahlteiler **5** wahlweise das Licht einer Superlumineszenzdiode **4** oder einer Laserdiode **6**, als Meß- bzw. als Einstelllichtquelle, eingestrahlt wird. Über eine Blende **7** sowie eine Planplatte **8** zur Ausblendung eines Kontrollanteils auf eine Photodiode **9** gelangt das vorteilhaft kurzkohärente Beleuchtungslicht über einen Polstrahlenteiler **10**, eine $\lambda/4$ -Platte **11** und ein DOE **12** auf das Auge **13**. Durch das DOE **12** wird ein Teil des Beleuchtungslichtes auf den Hornhautscheitel, den Brennpunkt des konvexen Hornhautspiegels oder den Krümmungsmittelpunkt des konvexen Hornhautspiegels fokussiert, während der andere, unbeeinflusste, parallele Strahlungsanteil über die Optik des Auges auf die Augennetzhaut abgebildet wird.

Das vom Auge reflektierte und durch das DOE **12** teilweise kollimierte Licht wird über den Polstrahlteiler **10** sowie eine $\lambda/4$ -Platte und ein Abbildungssystem **14** über einen

Strahlteiler **15** in eine Beobachtungsebene, in der z. B. die Sensorfläche einer CCD-Kamera angeordnet sein kann, bzw., wie hier dargestellt, auf einen Photodetektor **17**, vorzugsweise eine Avalanche-Photodiode, abgebildet. Die nicht genutzten divergenten Anteile können ausgeblendet werden.

Die Lichtquellen **4** und **6**, eine motorische Verschiebeeinrichtung **18** zur Verschiebung des Tripelprismas **3**, sowie die Photodetektoren **9**, **17** sind mit einer Steuer- und Auswertereinheit **19** gekoppelt, die wiederum mit externen Speichern **20** sowie Drucker **21** verbunden sein kann.

Fig. 2 zeigt eine erfindungsgemäße optische Anordnung, bestehend aus einem schematisch dargestellten Interferometer **22** mit verstellbarem Referenzarm **23**, in das das Licht einer vorzugsweise kurzkohärenten Lichtquelle **24** eingekoppelt wird. Ein hinter einem Strahlteiler **25** angeordneter Empfänger **26** dient zur Detektion des vom Auge **31** zurückkommenden Meßlichtes, eine Justier- und Beobachtungseinheit **27** zur Kontrolle der Einstellung der optischen Anordnung.

Über die Interferometeranordnung **22** und einen Polteiler **28** mit $\lambda/4$ -Platte gelangt das parallele Beleuchtungslicht auf ein DOE **29** nach Art einer Mikro-Fresnellinse und wird in bekannter Weise in einen kollimierten Strahlungsanteil S_{ko} und einen konvergenten Strahlungsanteil S_{kv} aufgespalten, wobei das Verhältnis der Strahlungsanteile S_{ko} , S_{kv} von der jeweiligen strukturellen Ausbildung des DOE **29** abhängt.

Beide Strahlungsanteile S_{ko} , S_{kv} gelangen auf einen als Scanner ausgebildeten Spiegel **30**, beispielsweise einen Galvano-Scanner, und werden von diesem, in einer oder zwei Dimensionen räumlich variabel, in Richtung des Probanden Auges **31** über eine Abbildungsoptik, hier bestehend aus zwei Linsen L_1 , L_2 , abgebildet. Die erste Linse L_1 erzeugt ein Zwischenbild Z , das mit der zweiten Linse L_2 und der Optik des Auges **31** auf den Augenhintergrund abgebildet wird.

Durch synchron zur Bewegung des Scanspiegels **30** hinreichend schnelle motorische Verstellung des Referenzspiegels **23** wird zu jeder Stellung des Scanspiegels **30** ein Tiefenscan erzeugt, um unterschiedliche Schichten und Strukturen des Auges erfassen zu können.

Die kollimierte Strahlung wird durch das DOE **29** teilweise auf den Scannerspiegel **30** als konvergenter Strahlungsanteil S_{kv} fokussiert, gelangt divergent auf Linse L_1 und von dieser als paralleler Strahlengang auf Linse L_2 , die einen Strahlfokus erzeugt.

In der dargestellten optischen Anordnung ist dieser Fokus mittels der Justiereinheit **27** in den Krümmungsmittelpunkt K der Augenhornhaut **32** eingestellt. Hierdurch wird der auf die Hornhautoberfläche fallende konvergente Strahlungsanteil divergent und senkrecht in sich selbst reflektiert, durchläuft die Linsen L_2 , L_1 analog zur Einstrahlrichtung und wird beim Durchgang durch das DOE **29** teilweise rekollimiert.

Der vom DOE **29** weitgehend unbeeinflusste Strahlungsanteil S_{ko} gelangt kollimiert auf die Linse L_1 , die einen Fokus in einer Zwischenbildebene Z erzeugt, der entsprechend der Stellung des Scanspiegels **30** seine Lage ändert.

Das ist in **Fig. 2** beispielhaft anhand eines ersten und zweiten Strahlenganges s_1 , s_2 , die zwei in einer Ebene liegenden unterschiedlichen Lagen S_1 , S_2 des Scanspiegels **30** entsprechen, dargestellt.

Über die Linse L_2 gelangt der zweite Strahlungsanteil S_{ko} als kollimiertes Bündel auf den vorderen Augenabschnitt, wird durch die optische Wirkung des Auges auf die Netzhaut fokussiert und als kollimiertes Bündel zurückgestreut, das die Linsen L_2 , L_1 analog zur Einstrahlrichtung durchläuft und beim Durchgang durch das DOE **29** im we-

sentlichen unbeeinflusst bleibt.

Der Punkt, um den sich der parallel aufs Auge fallende Strahl zwischen den Scanstellungen S1, S2 bewegt, liegt hierbei im Fokus des konvergenten Strahlanteiles, hier also im Krümmungsmittelpunkt K der Augenhornhaut 32. Durch bezüglich ihrer Wellenfronten nach dem DOE angepaßten Strahlanteile von Netzhaut und Augenhornhaut in Richtung des Strahlteilers 25 und Empfängers 26 kann ein wesentlicher Strahlungsanteil zur Signalgewinnung genutzt werden, wobei die Scananordnung gleichzeitig weitgehend unabhängig von Augenbewegungen wird.

Fig. 3 zeigt eine Lage des Fokus des konvergenten Strahlanteils auf dem Hornhautscheitel in zwei Scanstellungen S1, S2, erzeugt durch Verschiebung des DOE 29 derart, daß der Fokus des konvergenten Anteils Skv vor dem Scanspiegel 30 angeordnet ist.

Der Fokus des konvergenten Strahlungsanteils am Auge 31 bewegt sich hierdurch während des Scanvorgangs im wesentlichen auf der Hornhautoberfläche, auf einer gekrümmten Bahn.

Der gemeinsame Drehpunkt der in S1, S2 versetzten kollimierten Strahlungsanteile Sko liegt hier ebenfalls, analog Fig. 2, im Krümmungsmittelpunkt K der Augenhornhaut.

Das DOE 29 kann auch axial verschieblich angeordnet sein, um zu gewährleisten, daß der Abstand zwischen dem Drehpunkt des kollimierten Anteils Sko und dem Fokus des konvergenten Anteils Skv genau dem Krümmungsradius der Hornhaut entspricht, um die vereinigten reflektierten Strahlungsanteile in Richtung der Empfänger hinreichend parallel werden zu lassen.

Das DOE 29 weist zu diesem Zweck eine Verschiebeeinheit 35 auf, die, hier nicht dargestellt, mit einer Ansteuereinheit 19 verbunden ist, die gleichfalls Verbindungen zur Justiereinheit 27 und zur Interferometereinheit 22, sowie zu einer nicht dargestellten Steuereinheit für den Scanspiegel 30, zur Synchronisierung, aufweist.

Bei Verschiebung des DOE 29 durch die Verschiebeeinheit 35 kann über Empfänger 26 und Ansteuereinheit 19 automatisch über eine Intensitätskontrolle der Scharfstellzustand überwacht werden.

Weiterhin kann vorteilhaft durch Einfügen einer hier nicht dargestellten Korrektionsoptik vor dem DOE 29 eine ggf. vorhandene Fehlsichtigkeit des Probanden ausgeglichen werden.

In Fig. 2 ist weiterhin ein Strahlteiler 33 dargestellt, der einen Beobachtungsstrahlengang 34 ausblendet, zur Beobachtung mit ophthalmologischen Geräten wie einer Funduskamera oder einer Spaltlampe. Hierdurch kann der Arzt durch Betrachtung des entstehenden Zwischenbildes Z den scannenden Strahl beobachten und gegebenenfalls die Scanrichtung am Fundus einstellen.

Umgekehrt kann aber auch die Einblendung des Scanstrahlenganges in einen Beobachtungsstrahlengang erfolgen.

Ein vorteilhafter Scanvorgang in einer zweiten Scanrichtung kann erfolgen, indem entweder der Scanspiegel 30 in einer zur ersten Scanrichtung einen Winkel einschließenden zweiten Scanrichtung bewegt wird oder ein zweiter Scanspiegel vorgesehen ist. Hierzu ist es erforderlich, an der Stelle des Drehpunktes der kollimierten Strahlungsanteile den zweiten Scanspiegel vorzusehen, wobei eine zweite, zu den Linsen L1, L2 analoge Optik dann die Abbildung in das Auge vornimmt.

nem diffraktiv-optischen Element (DOE) zur Erzeugung unterschiedlich gerichteter Strahlungsanteile des Beleuchtungslichtes, wobei das DOE im Beleuchtungsstrahlengang mindestens einem das Beleuchtungslicht in mindestens in einer Richtung ablenkenden Scalement vorgeordnet ist.

2. Anordnung nach Anspruch 1, wobei mindestens ein verstellbarer Interferometerarm zur Verstellung der optischen Weglängendifferenz vorgesehen ist, der vorzugsweise Teil eines Interferometers ist, in das das Beleuchtungslicht vor Abtastung des Objektes eingekoppelt wird.

3. Anwendung der Anordnung nach Anspruch 1 oder 2 auf die Erfassung unterschiedlicher Schichten und Strukturen des Auges.

4. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-3, wobei das DOE teilweise sammelnde Wirkung auf einfallendes Beleuchtungslicht hat.

5. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-4, wobei das DOE als Mikro-Fresnellinse ausgebildet ist.

6. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-5, wobei eine Abbildungsoptik zwischen dem Scalement und dem Objekt vorgesehen ist.

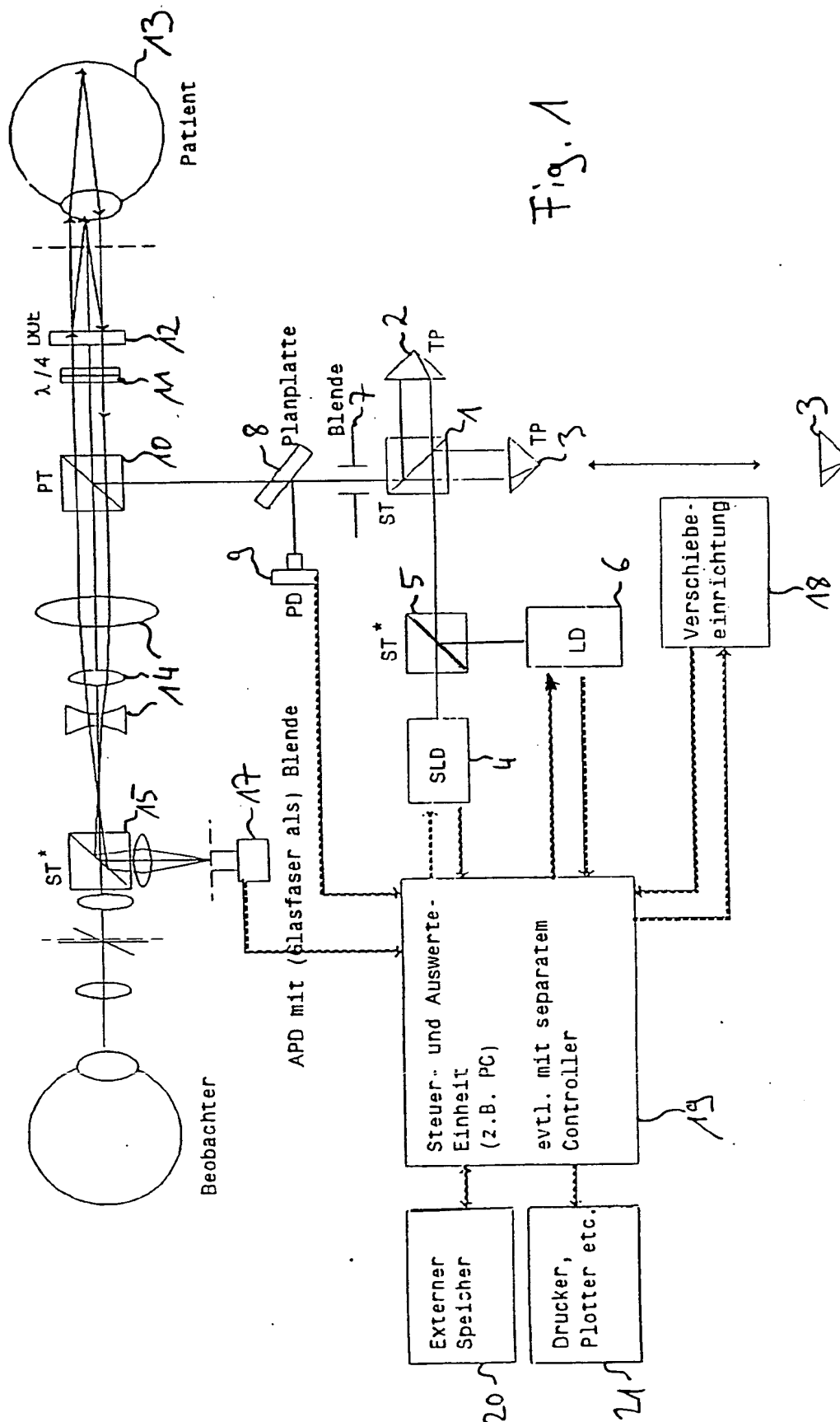
7. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-6, wobei zwischen dem Scalement und dem Objekt ein Beobachtungsstrahlengang ausgeblendet wird.

8. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-7, wobei durch das DOE mindestens ein konvergenter und ein kollimierter Beleuchtungsanteil erzeugt wird.

9. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-8, wobei der konvergente Beleuchtungsanteil auf die Augenhornhaut oder den Krümmungsmittelpunkt der Augenhornhaut abgebildet wird.

10. Anordnung nach einem der Ansprüche 1-9, wobei mindestens ein mindestens in einer Richtung verstellbarer Scanspiegel als Scalement vorgesehen ist.

Hierzu 3 Seite(n) Zeichnungen



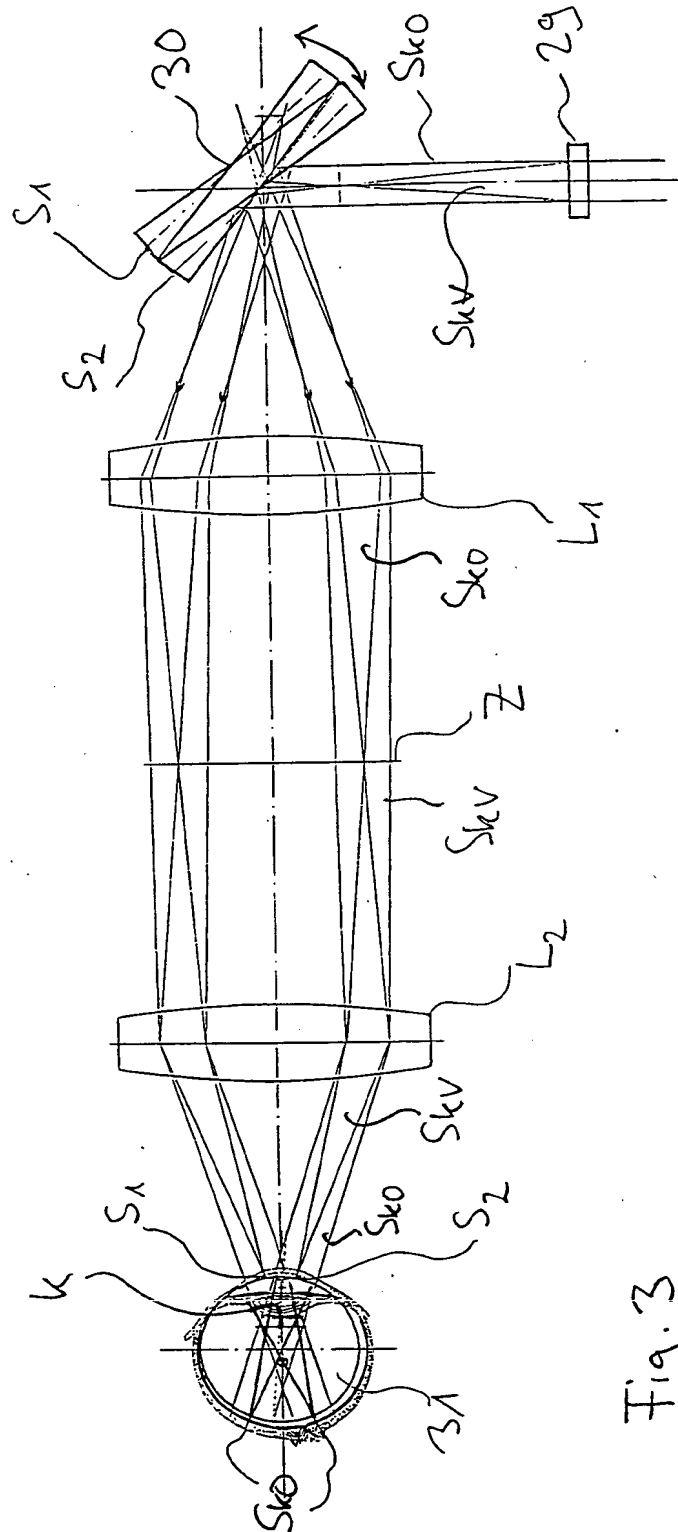


Fig. 3